

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 05-011054

(43)Date of publication of application : 19.01.1993

(51)Int.Cl.

G01T 1/161
G01T 1/20

(21)Application number : 03-163038

(71)Applicant : HAMAMATSU PHOTONICS KK

(22)Date of filing : 03.07.1991

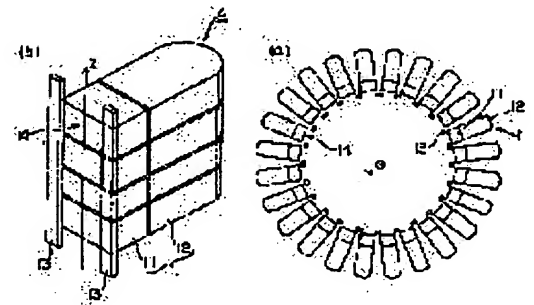
(72)Inventor : MORI SHINSUKE
OKADA HIROYUKI
UCHIDA HIROSHI

(54) DETECTOR FOR POSITRON MEASURING APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To enhance the sampling density of gamma pairs and to make it possible to expand the detecting range without increasing the number of detectors by individually moving a plurality of arrays which comprise a plurality of the detectors that are arranged in a cylindrical pattern in the axial direction.

CONSTITUTION: A detector measures a pair of radiations radiated from an object by the dosage of nuclide which discharges positron at the same time in the exact opposite directions. The detector is constituted by arranging radiation detectors 1 in the cylindrical pattern having the specified axial center. The detector 1 is formed of a scintillator 11 and a PMT(photomultiplier) 12. The detectors 1 are aligned in the direction of the Z axis in a detector array 4. The detector array 4 is attached to a plurality of guide rails 13 which are provided in parallel with the Z axis so that the array 4 can be individually moved in the axial direction. Since the array 4 can be individually moved in the axial direction, the sampling density of gamma pairs can be enhanced and detecting range can be broadened without increasing the number of the detectors 1. Therefore, the low cost can be achieved because it is not necessary to increase the expensive detectors 1.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 24.06.1998

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 2997340

[Date of registration] 29.10.1999

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-11054

(43)公開日 平成5年(1993)1月19日

(51)IntCl. ⁸	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 T 1/161		C 7204-2G		
		A 7204-2G		
1/20		G 7204-2G		

審査請求 未請求 請求項の数 2(全 6 頁)

(21)出願番号 特願平3-163038

(22)出願日 平成3年(1991)7月3日

(71)出願人 000236436

浜松ホトニクス株式会社

静岡県浜松市市野町1126番地の1

(72)発明者 森 真介

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
トニクス株式会社内

(72)発明者 岡田 裕之

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
トニクス株式会社内

(72)発明者 内田 博

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
トニクス株式会社内

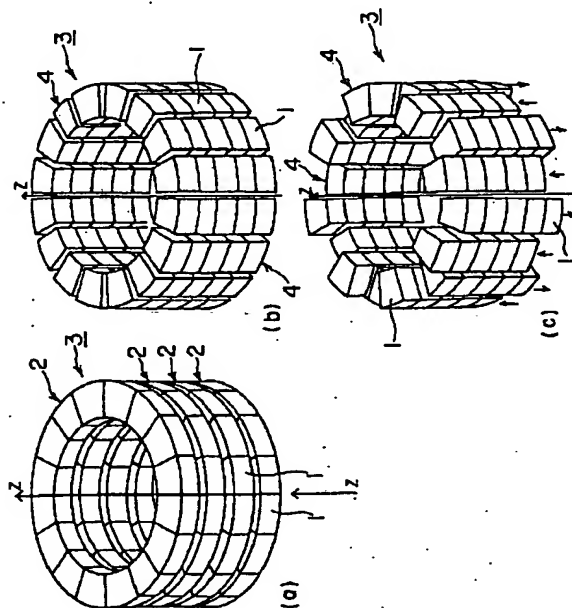
(74)代理人 弁理士 長谷川 芳樹 (外3名)

(54)【発明の名称】 ポジトロン計測装置用のディテクタ

(57)【要約】 (修正有)

【目的】 ポジトロン計測装置用のディテクタを改良する。

【構成】 ポジトロンを放出する核種が投与された被写体からの一対の放射線を互いに正反対の方向で同時計数するポジトロン計測装置に用いられる。放射線を検出可能な複数の検出器1をZ軸を中心とする円筒形状に配設したポジトロン計測装置用のディテクタにおいて、複数の検出器1はZ軸方向に所定個数ずつ並べられて複数の検出器アレイ4が構成され、複数の検出器アレイ4の一部は、他の検出器アレイ4に対してZ軸方向に沿って反対方向に相対移動される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 ポジトロンを放出する核種が投与された被写体からの一対の放射線を互いに正反対の方向で同時計数するポジトロン計測装置に用いられ、前記放射線を検出可能な複数の検出器を所定の軸を中心とする円筒形状に配設して構成されたポジトロン計測装置用のディテクタにおいて、

前記複数の検出器は前記所定の軸方向に所定個数ずつ並べられて複数の検出器アレイが構成され、

前記複数の検出器アレイの一部は、他の前記検出器アレイに対して前記所定の軸方向に沿って反対方向に相対移動されることを特徴とするポジトロン計測装置用のディテクタ。

【請求項2】 前記複数の検出器アレイは、交互に半数ずつが互いに反対方向に移動される請求項1記載のポジトロン計測装置用のディテクタ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明はポジトロンCT (positron computed tomography) あるいはPET (positron emission tomography) 等と呼ばれるポジトロン計測装置用のディテクタに関するものである。

【0002】

【従来の技術】 PETはポジトロン(陽電子)を放出する核種で標識された薬剤を患者に投与し、体外計測により放射性核種の体内分布を横断断層イメージとして抽出する技術である。すなわち、生体に取り込まれた核種はポジトロンを放出し、このポジトロンはその近傍で運動エネルギーを失って一対のガンマ線を放出して消滅する。このとき、ペアのガンマ線は同時かつ正反対の方向に放出されるので、このペアの放射線を一対の検出器で同時計数することにより、核種の位置を特定できる。

【0003】 図8はその概念を示している。円筒状のPETディテクタ3の内側には患者が存在しているものとし、これに核種が投与されているものとする。この核種からのポジトロンにより、位置Pから正反対の方向にガンマ線が放出されたものとし、この放出方向がx軸からy軸方向にアジマス角 ϕ 、z軸方向に水平角 θ であるとする。この位置Pの座標は(x、y、 ϕ 、 θ)となり、この位置Pはガンマ線が同時検出された検出セルC₁、C₂を結ぶ線上にある。したがって、このようなガンマ線の同時刻検出を繰り返し、これから得られた連立方程式の解を求めることで、核種の分布を知ることができる。

【0004】 このようなPET技術に用いられるディテクタとしては、下記の文献1

“HIGH RESOLUTION BLOCK DETECTORS FOR PET” (IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIEN

CE, Vol. 37-2 (1990))

に示され、あるいは下記の文献2

“DEVELOPMENT OF A HIGH RESOLUTION PET” (IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE, Vol. 37-2 (1990))

に示されている。すなわち、文献1には、シンチレータと二次元光電子増倍管(2D-PMT)を組み合わせた検出器を、円筒形状に配設したPETディテクタが示され、文献2には円筒の軸方向(z軸方向)に検出器を移動可能としたPETディテクタが示されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 上記の従来技術は、いずれもディテクタによるガンマ線ペアの検出密度を向上させる技術、すなわち同時検出されるデータのサンプリング密度を向上させるためのものである。すなわち、サンプリング密度を高くするには、PMTを小型にして高密度に配設することで対応できるが、これにはPMTの構造上の限界がある。文献1は、PMTとして2D-PMTを用いることで、等価的に検出セルの数を多くしているが、これは高コスト化につながり、望ましい手法とは言えない。また、ガンマ線ペアの検出可能な範囲を広げようとする、PMTを多くしてディテクタを円筒の軸方向に長くすることになるが、これは必然的に高コスト化を招く。

【0006】 一方、文献2では、ディテクタを円筒の軸方向に移動させることでサンプリング密度を高めているが、これでディテクタの軸方向の長さは変わらないので、ガンマ線ペアの検出範囲は広がらない。

【0007】 本発明は、ガンマ線ペアのサンプリング密度を高めることができ、かつガンマ線ペアの検出範囲を広げることができ、しかも低コストにできるポジトロン計測装置用のディテクタを提供すること目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】 本発明は、ポジトロンを放出する核種が投与された被写体からの一対の放射線を互いに正反対の方向で同時計数するポジトロン計測装置に用いられ、放射線を検出可能な複数の検出器を所定の軸を中心とする円筒形状に配設して構成されたポジトロン計測装置用のディテクタにおいて、複数の検出器は所定の軸方向に所定個数ずつ並べられて複数の検出器アレイが構成され、複数の検出器アレイの一部は、他の検出器アレイに対して所定の軸方向に沿って反対方向に相対移動されることを特徴とする。

【0009】

【作用】 本発明のディテクタは、複数の検出器からなるアレイを円筒形状に配設して構成され、これら検出器アレイは別個に軸方向に移動させられるので、検出器の数を増加させることなく、ガンマ線ペアのサンプリング密度を高め、その検出範囲を広げ得る。

【0010】

【実施例】以下、添付図面により本発明の実施例を説明する。

【0011】図1は従来のPETディテクタと本発明のPETディテクタの基本構成を対比して示す斜視図であり、同図(a)は従来のもの、同図(b)は本発明のもの、同図(c)は本発明においてアレイを逆方向にスライドさせたものを示している。同図において、個々の検出器1は、図示しないが、シンチレータとPMTを有して構成され、従来のものでは、多数の検出器1によって検出器リング2が構成されている。そして、複数の検出器リング2がZ軸方向に多層にされて、1個のPETディテクタ3が形成されている(同図(a)図示)。これに対し、本発明のものでは、多数の検出器1によって検出器アレイ4が構成されている。そして、Z軸方向の複数の検出器アレイ4がリング状に並べられて、1個のPETディテクタ3が形成されている(同図(b)図示)。ここで、個々の検出器アレイ4はZ軸方向に別々に移動可能に構成され、従って1ピッチ分だけ反対方向に移動させたときには、同図(c)のような状態にすることができ

【0012】したがって、検出器1の個数を増加させないことを前提にしたときには、本発明によればサンプリング密度の向上と検出範囲の拡大を同時に実現できる。すなわち、図1(a)の従来構成では、PETディテクタ3を構成する検出器リング2をZ軸方向に移動させても、同時検出できるガンマ線ペアの放出方向(角度 θ の方向)は増加しない。図2に示すPETディテクタ3のZ軸方向断面図は、これを示している。図示の通り、検出器1₁₁~1₁₃と対向する検出器1₂₁~1₂₃のペアを考えると、例えば検出1₁₁については、ガンマ線ペアの同時検出の対象となるガンマ線放出線路は、図中のa、b、cとなるが、図1(a)の従来構成では、複数の検出器リング2は同様にZ軸移動するので、検出方向の角度 θ_a 、 θ_b 、 θ_c は常に変らない。

【0013】これに対し、本発明では、図1(c)に示したように、検出器1は別々にアレイごとにZ軸移動するので、対応する1組の検出器によって得られる検出方向の角度 θ は多様になる。すなわち、Z軸移動の前には、図2(a)のように角度 θ_a 、 θ_b 、 θ_c となっているが、Z軸のある一方向への移動によって、図2

(b)のように検出方向は角度 θ_{a1} 、 θ_{b1} 、 θ_{c1} となり、他の一方向への移動によって角度 θ_{a2} 、 θ_{b2} 、 θ_{c2} となる。したがって、サンプリング密度は明らかに向上することになる。

【0014】上記のサンプリング密度の増大は、図3に詳細に示される。角度 θ を同図(a)のように設定したとき、Z軸方向の座標位置をtとすると、検出器1を固定したときのサンプリング点は、同図(b)の黒いドットのようにになる。これに対し、検出器アレイ4をZ軸方

向に個別に移動させると、同図(b)のクロスマークもサンプリング点に加わる。そして、更にZ軸を中心として回転させると、三角マークと四角マークも新たにサンプリング点に加えられる。これに対し、全体をZ軸移動させるだけでは、三角マークのみがサンプリング点に加わるだけなので、本発明がサンプリング密度を大幅に向上させ得ることは明らかである。

【0015】本発明によれば、以上の効果(サンプリング密度の向上効果)に加えて、検出範囲の拡大効果も生じる。すなわち、従来構成では、検出器1は全て一体でしか移動(Z軸移動)しないため、検出方向の水平角度 θ の最大値は基本的に変わらないが、本発明の構成では、検出器1は検出器アレイ4ごとに逆方向移動するため、移動範囲を大きくすると、PETディテクタ3がZ軸方向に相対的に長くなり、角度 θ の最大値も大きくなる。つまり、図4のように、検出範囲を θ の両方向に拡大することができる。

【0016】次に、本発明の実施例に係るPET装置を、より具体的に説明する。

【0017】図5はPETディテクタ3の要部構成を示し、同図(a)は平面図、同図(b)は1個の検出器アレイ4とガイドレール13の関係を示す斜視図である。図示の通り、各々の検出器1はシンチレータ11とPMT12で構成され、この検出器1をZ軸方向に並べた検出器アレイ4は、リング状に設けられてPETディテクタ3が構成されている。そして、各々の検出器アレイ4は、検出器アレイ4の間に設けられたガイドレール13に沿って、Z軸方向に個別に移動可能となっている。

【0018】図6は本実施例におけるZ軸方向の個別移動を、模式的に示している。複数本のガイドレール13がZ軸に平行に設けられ、これに図示しない検出器アレイ4が取り付けられる(同図(a)図示)。そして、検出器アレイ4は交互に半数ずつが、Z軸方向の反対方向へ移動させられるので、検出器アレイ4の有するシンチレータ11のガンマ線入射面14は、交互に反対方向に移動される(同図(b)図示)。

【0019】図7は本発明のPETディテクタを用いたPET装置の全体構成を示している。PETディテクタ、Z軸駆動機構、Z軸位置センサなどによりガントリー5が構成され、その検出力は断層データ処理部6で処理され、どの位置の検出器1でどの時刻にガンマ線が検出されたかを示すデータが、同時計数部7に送られる。同時計数部7では、ガンマ線ペアの同時発生に対応して、いわゆる検出力のコインシデンスが取られ、同時性を満足するデータが画像再構成部8に送られる。そして、再構成された画像は、ディスプレイなどの表示部9で表示される。ここで、断層データ処理部6、同時計数部7および画像再構成部8の詳細な構成は、従来装置と同様であるので説明を省略する。

【0020】

5

【発明の効果】以上、詳細に説明した通り、本発明のディテクタは、複数の検出器からなるアレイを円筒形状に配設して構成され、これら検出器アレイは別個に軸方向に移動させられるので、検出器の数を増加させることなく、ガンマ線ペアのサンプリング密度を高め、その検出範囲を広げ得る。本発明のディテクタは、高価な検出器を特に増加させる必要がないので、極めて低コストである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のディテクタの基本構成を、従来のディテクタと対比する斜視図である。

【図2】本発明によるサンプリング密度の向上を説明するための、ディテクタのZ軸方向の断面図である。

【図3】本発明によるサンプリング密度の向上を説明するための、ディテクタのZ軸方向断面図と、サンプリング点の説明図である。

【図4】本発明による検出範囲の拡大を示す図である。

【図5】実施例に係るPETディテクタ3の上面図と、検出器アレイ4の斜視図である。

6

【図6】実施例に係るガイドレール13の配列と、検出器アレイ4のガンマ線入射面の移動を示す斜視図である。

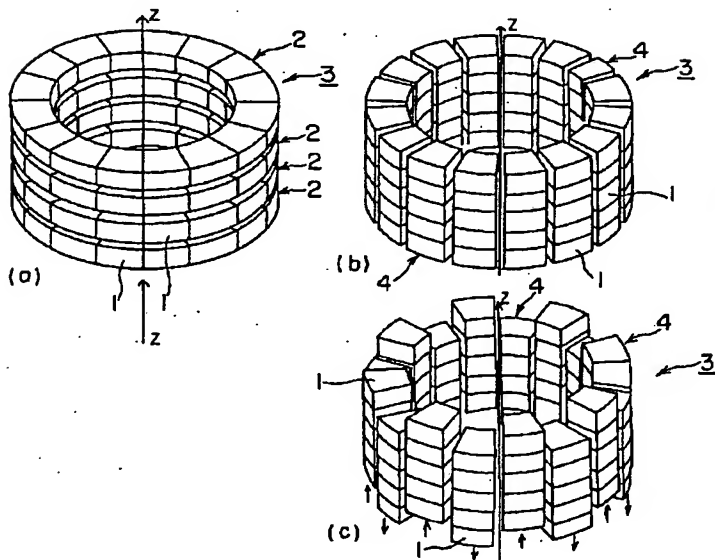
【図7】本発明のPETディテクタが適用されるPET装置の構成図である。

【図8】ポジトロンによるガンマ線ペアの検出原理を説明する図である。

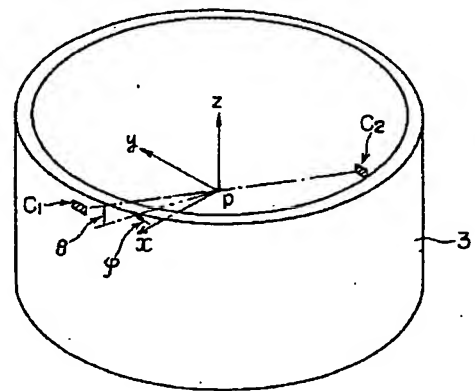
【符号の説明】

- 1…検出器
- 2…検出器リング
- 3…PETディテクタ
- 4…検出器アレイ
- 5…ガントリー
- 6…断層データ処理部
- 7…同時計数部
- 8…画像再構成部
- 11…シンチレータ
- 12…PMT（光電子増倍管）

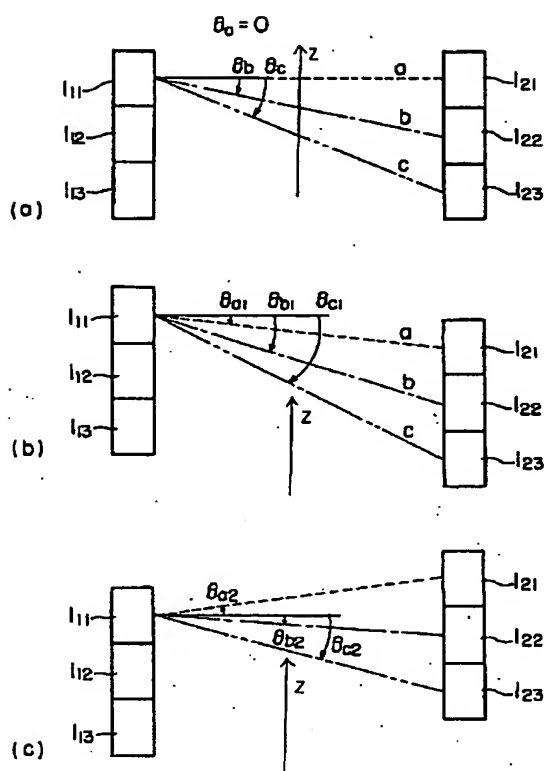
【図1】



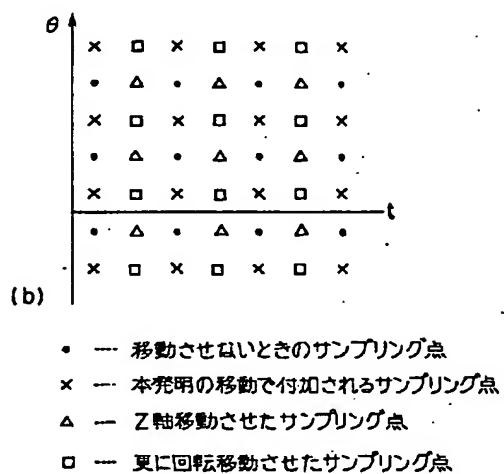
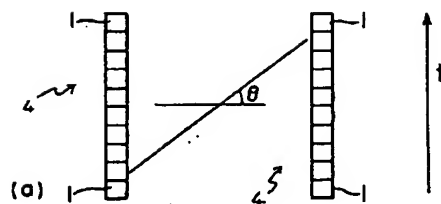
【図8】



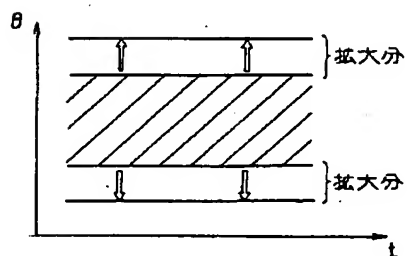
【図2】



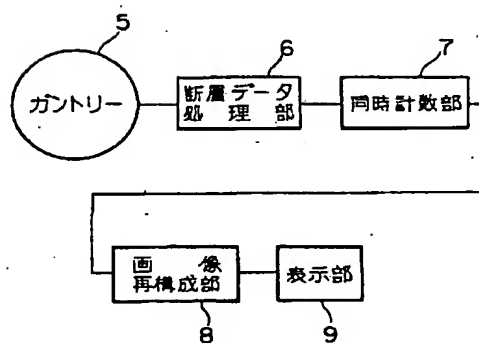
【図3】



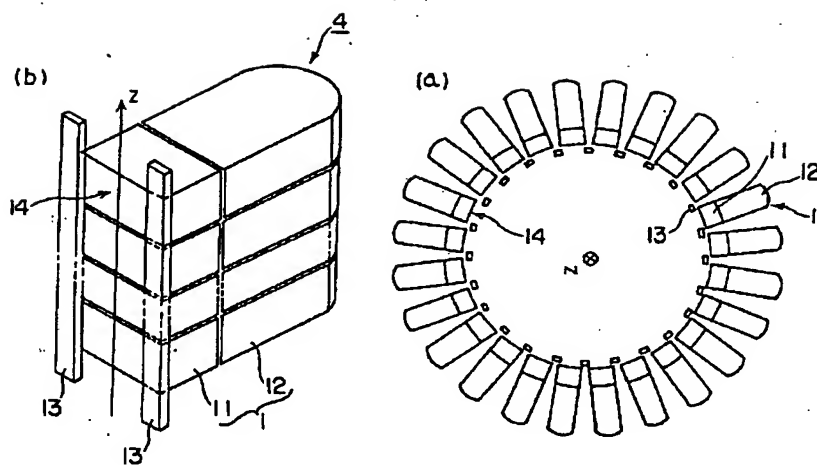
【図4】



【図7】



【図5】



【図6】

